

医学图像配准的优化算法改进研究

李靖宇, 穆伟斌, 沈焕泉

(齐齐哈尔医学院 医学技术学院, 黑龙江 齐齐哈尔 161006)

摘要: 在医学图像配准优化算法中通常采用 Powell 法, 由于基本 Powell 法随迭代次数的增加, 搜索方向容易趋于线性相关, 为此提出了一种改进的 Powell 法, 该算法随着迭代的增加, 搜索方向的共轭程度逐渐增强可避免线性相关。将边缘检测与最大互信息相结合, 提高原有算法的性能, 较准确地完成图像配准任务。对提出的配准算法进行了 Matlab 仿真实验并对仿真结果做了分析。

关键词: 医学图像配准; Powell; 最大互信息

中图分类号: TP301.6

文献标识码: A

Optimization algorithm improvement for medical image registration

LI Jing Yu, MU Wei Bin, SHENG Huan Quan

(Dept. of Medical and Technology Institute, Qiqihaer Medical University, Qiqihaer 161006, China)

Abstract: The Powell algorithm is usually using in the medical image registration. In the search direction, the basic Powell algorithm becomes linear through the increase in the number of iterations. It presents a modified Powell algorithm. With the increase of iteration of the algorithm, the search direction conjugate levels gradually increase to avoid the linear correlation. The edge detection combined with the maximum mutual information improves the performance of the original algorithm that can achieve the task. It processes the Matlab simulation and analyze the results for the registration algorithms.

Key words: medical image registration; Powell; maximum of mutual information

图像配准技术已经被广泛应用于医学图像处理领域。目前, 图像配准方法基本上分为两类: 基于形状特征点的方法和基于像素(体素)相似性的方法。基于像素相似性的方法是基于图像中所有像素的配准方法, 不需要对图像做预处理, 由于引入了信息论中的一些概念, 如联合熵、相对熵和互信息等, 精度较高, 可达到亚像素级, 已越来越受到人们的重视, 成为医学图像配准很重要的方法^[1]。

1 图像配准的数学定义

数字图像可以用一个二维矩阵表示, 如果用 $I_1(x, y)$ 、 $I_2(x, y)$ 分别表示浮动图像和参考图像在点 (x, y) 处的灰度值, 那么图像 I_1 、 I_2 的配准关系可表示为:

$$I_2(x, y) = g(I_1(f(x, y))) \quad (1)$$

其中, f 代表二维的几何变换函数, g 表示一维的灰度变换函数。

配准的主要任务就是寻找最佳的空间变换关系 f 与灰度关系 g , 使两幅图像实现最佳配准。由于空间变换是灰度变换的前提, 而且有些情况下灰度变换关系的求解并不是必需的, 因此寻找空间几何变换关系便成为

配准的关键所在, 于是式(1)可改写成更为简单的表示形式

$$I_2(x, y) = I_1(f(x, y)) \quad (2)$$

互信息对于输入参数, 如水平位移、垂直位移、旋转角度等没有一个具体的函数表达式, 因此进行最稳优化搜索时, 无法利用求导计算梯度的最优化方法来搜索极值。方向加速法 Powell 是一种直接法, 不用计算目标函数的梯度, 仅通过比较目标函数的数值大小来移动迭代点就可求出极值。Powell 法对目标函数提出一套计算方案, 使得经过若干次一维搜索后, 产生一组共轭方向, 在共轭方向上进行搜索得到极值点。

2 改进的 Powell 算法

2.1 基本 Powell 算法实现

基本 Powell 算法的思想是: 把整个计算过程分成若干轮迭代, 每轮迭代由 $n+1$ 次 (n 为搜索函数的参数个数) 一维搜索组成。在每轮迭代中, 先从初始点 X_0 出发依次沿着已知的 n 个方向进行 n 次一维搜索, 得到一个最好点 X ; 接着从点 X 出发沿 X_0 与 X 连线方向进行 1 次一维搜索, 得到本轮的最好点; 然后改变初始点, 构造

《微型机与应用》2010 年第 8 期

图形、图像与多媒体

Image Processing and Multimedia Technology

新的搜索方向,开始新一轮的迭代。

基本 Powell 算法实现如下:

(1) 给定允许误差 $\varepsilon(\varepsilon>0)$, 初始点 $x^{(0)}$ 和 n 个线性无关的方向 $d^{(1,1)}, d^{(1,2)}, \dots, d^{(1,n)}$ 置 $k=1$;

(2) 置 $x^{(k,0)}=x^{(k-1)}$, 从 $x^{(k,0)}$ 出发, 依次沿方向 $d^{(k,1)}, d^{(k,2)}, \dots, d^{(k,n)}$ 进行一维搜索, 得到点 $x^{(k,1)}, x^{(k,2)}, \dots, x^{(k,n)}$;

再从 $x^{(k,n)}$ 出发, 沿方向 $d^{(k,n+1)}=x^{(k,n)}-x^{(k,0)}$ 作一维搜索, 得到点 $x^{(k)}$;

(3) 若 $\|x^{(k)}-x^{(k-1)}\|<\varepsilon$, 则停止搜索, 得到点 $x^{(k)}$; 否则, 置 $d^{(k+1,j)}=d^{(k,j)}, j=1, \dots, n, k=k+1$ 返回步骤(2)。

到目前为止, Powell 法是最好的直接搜索法, 但是它有一个缺点: 随迭代次数的增加, 搜索方向容易趋于线性相关, 在二维设计变量空间表现为搜索方向接近平行, 而且如果某次迭代时发生了线性相关, 以后所有的迭代点均会落在一个子空间内, 寻优只能找到这个子空间上的极值点^[2]。

2.2 改进的 Powell 算法

改进的 Powell 算法与基本的 Powell 算法思想基本相同, 区别主要在于替换方向的规则不同。在基本的 Powell 算法中, 每次都会无条件地用新的搜索方向代替原来的搜索方向; 而在改进的 Powell 算法中, 在替换搜索方向时会考虑线性无关的问题。改进的 Powell 算法, 当初始搜索方向线性无关时, 能够保证每轮迭代中以搜索方向为列的行列式不为零, 因此这些方向是线性无关的; 而且随着迭代的增加, 搜索方向的共轭程度逐渐增强。

改进的 Powell 算法的实现如下:

(1) 给定允许误差 $\varepsilon>0$, 初始点 $x^{(0)}$ 和 n 个线性无关的方向 $d^{(1,1)}, d^{(1,2)}, \dots, d^{(1,n)}$ 置 $k=1$;

(2) 置 $x^{(k,0)}=x^{(k-1)}$, 从 $x^{(k,0)}$ 出发, 依次沿方向 $d^{(k,1)}, d^{(k,2)}, \dots, d^{(k,n)}$ 进行一维搜索, 得到点 $x^{(k,1)}, x^{(k,2)}, \dots, x^{(k,n)}$ 。求 m , 使得

$$f(x^{(k,m-1)})-f(x^{(k,m)})=\max_{j=1, \dots, n} \{f(x^{(k,j-1)})-f(x^{(k,j)})\} \quad (3)$$

令 $d^{(k,n+1)}=x^{(k,n)}-x^{(k,0)}$, 若 $\|x^{(k)}-x^{(k-1)}\|<\varepsilon$, 则停止计算; 否则, 进行步骤(3);

(3) 求 λ_{n+1} , 使得

$$f(x^{(k,0)}+\lambda_{n+1}d^{(k,n+1)})=\min_{\lambda} f(x^{(k,0)}+\lambda d^{(k,n+1)}) \quad (4)$$

令 $x^{(k+1,0)}=x^{(k)}+\lambda_{n+1}d^{(k,n+1)}$, 若 $\|x^{(k)}-x^{(k-1)}\|<\varepsilon$, 则停止计算, 得到 $x^{(k)}$; 否则, 进行步骤(4);

$$(4) \text{ 若 } |\lambda_{n+1}| > \left[\frac{f(x^{(k,0)})-f(x^{(k+1,0)})}{f(x^{(k,m-1)})-f(x^{(k,m)})} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

则令 $d^{(k+1,j)}=d^{(k,j)}, j=1, \dots, m-1, d^{(k+1,j)}=d^{(k,j+1)}, j=m, \dots, n$; $k=k+1$; 否则, 令 $d^{(k+1,j)}=d^{(k,j)}, j=1, \dots, n; k=k+1$, 转到步骤(2)。

3 基于边缘检测和最大互信息的配准算法

从熵与互信息的关系可以知道, 要想对互信息测度

加以改进, 最直接的途径是从香农 (Shannon) 熵入手。首先要获得图像的边缘概率, 定义 M 为图像中相邻的但灰度不同的像素点对的总个数, m_{ij} 即某一灰度 i 与其不同灰度相邻像素点对的个数, 于是有:

$$M=\sum_j \sum_i m_{ij} \quad (6)$$

用 $P_i(i)$ 来表示图像中灰度为 i 的像素点的边缘概率, 于是有:

$$P_i(i)=\frac{\sum_j m_{ij}}{M} \quad (7)$$

这就是所寻求的图像的边缘信息^[3]。

据此, 可以对原有的香农熵公式 $H(X)=-\sum_j P(x_j)\lg P(x_j)$

加以改进, 定义

$$H^*(X)=-\sum_j P_i(x_j)P(x_j)\lg P_i(x_j)P(x_j) \quad (8)$$

为带有边缘信息的香农熵。

在单幅图像的边缘信息熵的概念的基础上, 可以对两幅图像之间的带有边缘信息的联合熵加以定义:

$$H^*(X, Y)=-\sum_{ij} P_{ij}(x_i, y_j)P(x_i, y_j)\lg P_{ij}(x_i, y_j)P(x_i, y_j) \quad (9)$$

式(9)为两幅图像之间的带有边缘信息的联合熵。其中 $P_{ij}(x_i, y_j)$ 表示两幅图像的联合边缘概率, 它表示的是两幅图像重叠后灰度对 (x_i, y_j) 的边缘概率。

在单幅图像的边缘信息熵和两幅图像的边缘信息联合熵的基础上, 仿照经典的互信息的定义方法来定义带有边缘信息的互信息。两幅图像之间像带有边缘信息的互信息可以定义为:

$$I^*(X, Y)=H^*(X)+H^*(Y)-H^*(X, Y) \quad (10)$$

原有的互信息测度可以有效地使两幅图像的叠加区域最大化, 而带有边缘信息的互信息不仅可以使两幅图像重叠区域最大化, 同时也可以使重叠边缘最大化^[4]。

4 医学图像配准的实现

配准思想: 首先利用边缘检测算法对经过预处理的图像进行边缘检测及定位, 得到图像的边缘信息, 然后将边缘信息与互信息测度相结合形成新的带有边缘信息的最大互信息准则, 并凭借该准则确定配准参数: X 轴方向的平移量 T_x , Y 轴方向的平移量 T_y 以及相对原点的旋转角度参数 ang , 从而得到最终的配准结果^[5]。

配准步骤: 先通过 ICETEK-DM642-AVM 评估板获取实时医学图像, 然后将图像的数组类型设置为无符号整型 16 位; 用 Canny 算子算法对图像进行轮廓提取操作、提取与最大互信息的配准方案; 再利本文改进的 Powell 算法进行最优值的搜索操作; 最后根据 Powell 算法中得到的最优值角度, 对图像进行角度旋转, 完成整个图像的配准过程^[6]。

在模拟配准实验中, 选取通过 ICETEK-DM642-AVM 评估板上获取的实时医学图像作配准效果测试。图 1 中, (a1)、(a2) 是获取图作为基准图像, (b1)、(b2) 是分别选取不同角度的实验测取图像作为待配准图像,

图形、图像与多媒体

(c1)、(c2)是相应的配准后的结果图像。

根据仿真结果可以看出,基于边缘检测和最大互信息的图像配准能够较好地实现配准目的。这种医学图像配准方法既利用了原始图像的灰度互信息,又利用了图像二维水平面上的像素之间关系,利用原图像的边缘信息,将对原来的互信息配准测度进行改进。实验证明这种方法得到的配准结果较为精确。表1是根据 Matlab 仿真实验测得的相关数据,其中第1组、第2组分别对应(c1)、(c2)配准结果图像产生过程中的每组最优值搜索数据结果及相应的配准时间。

本文提出了一种改进的 Powell 算法和基于最大互信息的图像配准算法,该算法在搜索方向每完全更新一次之后就将搜索方向再次设定为初始的正交搜索方向,使其计算量大为降低。综合利用了基于灰度和基于边缘特征的方法,对图像进行边缘检测以得到边缘轮廓,再利用边缘信息,将互信息测度加以改良,从而定义了一种新的测度函数。实验表明,改进方法提高了配准的准确性。在今后的研究工作中,可以以此展开工作来完善图像配准精度,但算法的复杂性带来的运行时间的延长也是在本算法中出现的问题。如何改进算法,减少配准时间的同时保证配准的准确性,是今后的研究方向。

参考文献

- [1] 冯林,管慧娟,滕弘飞.基于互信息的医学图像配准技术研究进展[J].生物医学工程学杂志,2005,22(5):1078-1081.
- [2] 杨帆,张汗灵.遗传算法和 Powell 法结合的多分辨率三维图像配准[J].光电子·激光,2006,17(6):755-758.
- [3] 康晓东,孙越恒,乔清理,等.一种基于小波与概率估计的医学图像配准方法[J].计算机科学,2009(9):281-282.
- [4] 廖勇军,杨丹,张小洪.基于最大特征点对互信息的图像配准[J].计算机应用研究,2008,25(3):939-941,944.
- [5] 刘丽,苏敏.基于小波变换和互信息的医学图像配准

第1组配准试验



第2组配准试验



图1 配准试验结果显示

表1 图像配准测试数据表格

图像配准	X 偏移量/像素	Y 偏移量/像素	旋转角度/(°)	配准时间/s
第1组	-10.0000	19.0000	0.8582	17.34
第2组	2.0000	8.0000	0.7667	12.27

[J]. 中国图象图形学报,2008,13(6):1171-1176.

- [6] 吕焯,段会川.基于 Harris 角点算子的多模态医学图像配准[J].计算机工程与设计,2008,29(4):998-1000.

(收稿日期:2010-01-20)

作者简介:

李靖宇,男,1976年生,硕士,讲师,主要研究方向:数字图像处理。

穆伟斌,男,1981年生,硕士,讲师,主要研究方向:数字图像处理。

沈焕泉,男,1980年生,学士,助教,主要研究方向:影像工程。